公知 151

⑲日本国特許庁（JP）　⑪特許出願公開

⑫公開特許公報（A）　昭61－51585

⑤Int.Cl.⁴	識別記号	庁内整理番号	⑬公開 昭和61年(1986) 3月14日
G 01 T 1/185		C－8105－2G	
A 61 B 6/03		7033－4C	
G 01 N 23/04		2122－2G	審査請求 未請求 発明の数 1 （全6頁）

⑭発明の名称　放射線検出装置

㉑特　願　昭59－173732

㉒出　願　昭59(1984) 8月21日

⑫発明者　宇山　喜一郎　東京都府中市東芝町1番地　株式会社東芝府中工場内

⑪出願人　株式会社東芝　川崎市幸区堀川町72番地

⑭代理人　弁理士 鈴江　武彦　外2名

明　細　書

1.発明の名称

放射線検出装置

2.特許請求の範囲

(1) 放射線源から出力される放射線ビームの経路に対して多段構成をもって配置された複数の放射線検出器と、前記放射線ビームを分割して形成される放射線通路に位置する前記各段放射線検出器の検出素子の出力を選択的に取り込んで結合し、前記放射線の空間強度分布を求める手段とを備え、前記放射線源と多段放射線検出器の間に配置される被検体の放射線透過データを取得するようにしたことを特徴とする放射線検出装置。

(2) 各段の放射線検出器は、複数の検出素子をリング状、直線状および平面状の何れか1つをもって配列させたものである特許請求の範囲第1項記載の放射線検出器。

3.発明の詳細な説明

〔発明の技術分野〕

本発明は、CTスキャナなどに使用する放射線検出装置の改良に関する。

〔発明の技術的背景とその問題点〕

この種のCTスキャナは人体の断層像を撮影する医療診断用装置として広く利用されており、そのうち放射線検出装置は走査方式に応じて種々の形態のものが使用されている。

第6図は、従来いわゆる第4世代と称するCTスキャナに使用されている放射線検出装置であって、固定フレーム1の内側にリング状回転フレーム2が回転可能に支持され、この回転フレーム2側には放射線源3が固定設置され、他方の固定フレーム1側には該フレーム1にそって一周する如く多数の検出素子4a，4b…を一列に配列させた放射線検出器4が取付けられている。さらに、CTスキャナ本体の正面側に進退移動可能なテーブル5を有し、このテーブル5に被検体6を載置させて回転フレーム2の中央開口部7所定位置に挿入するようになっている。

そして、以上のようにして被検体6が設定された後、回転フレーム2の回転により放射線源3を回転させながら間欠的にファン状放射線ビーム8を被検体6へ照射し、このとき被検体6を透過して出てくる放射線透過ビームを各検出素子4a,4b…で検出し、これらの検出素子4a,4bより得られるデータを従来周知の再構成画像処理手段により画像処理して被検体6の断面像を作成している。図中、9は放射線発生点の軌跡、10はデータ収集部である。

次に、第7図は、いわゆる第3世代と称するCTスキャナの放射線検出装置を示す正面図であって、これは回転フレーム2に放射線源3と円弧状放射線検出器4′とが対向して設置され、回転フレーム2の回転によってこれら両機器3,4′を一体的に回転させてデータ収集部10でデータを収集する構成である。

また、第8図は工業製品およびその製品材料等の被検体6を検査する放射線検出装置であって、これは第7図と同様の走査方式をとるも、円弧状放射線検出器4″として一次元検出素子アレイを用いたものである。12はベルトコンベアである。

ところで、上記放射線検出装置としては、人体への影響を考慮して、通常放射線源3から120KeVの低エネルギー放射線ビーム8を照射するとともに、放射線検出器4,4′,4″の一部として構成するシンチレータ4Aは第9図に示すようにその幅Wが約1mm、長さLが約2mmといった短かい寸法のものが使用される。特に、低エネルギー放射線の場合、以上のような短かい寸法のシンチレータ4Aであっても放射線ビーム8の捕捉率を十分上げることができる。図中、4Bはフォトダイオード、4Cは遮光材、13は基板である。

しかし、工業製品を検査する場合、医療用と異なって例えば420KeV の高エネルギー放射線ビーム8を使用する例が多いが、この場合には放射線ビーム8の捕捉率を維持するために、第10図に示すようにその長さL′が約25mmと非常に長いものが使用される。

ところで、放射線の入射ビームが図示実線イのように真正面から入射してきた場合には第9図および第10図とも問題にならないが、放射線ビームが図示点線ロに示すように斜め方向から入射してきた場合には第9図に示すシンチレータ4Aの幅Wおよび長さLが同程度なのでそれほど問題はなく、線源位置誤差が余りデータ精度に影響を与えない。しかし、第10図のようにシンチレータ4Aが長くなってくると、機械的強度の弱さもさることながら、僅かの線源位置誤差が分解能の低下およびエネルギー特性の不均質を招き、また検出器4,4′,4″の製作に高精度が要求され、ひいては放射線の高エネルギー化が著しく困難となってくる。

〔発明の目的〕

本発明は以上のような点にかんがみてなされたもので、高エネルギー放射線を用いても放射線検出器の製作寸法精度および機械的強度をそれほど必要とすることがなく、また高エネルギー放射線データを精度よく検出できる放射線検出装置を提供することにある。

〔発明の概要〕

本発明は、放射線ビームの入射経路に対して一次元または二次元放射線検出器を多層に配置し、各段放射線検出器の検出出力を結合させて放射線の空間強度分布を求めて高エネルギーの放射線データを得る放射線検出装置である。

〔発明の実施例〕

以下、本発明装置の実施例について説明する。第1図および第2図は本発明装置の第1の実施例を示す図であって、この装置はフレーム21に回転可能に、または回転フレーム(図示せず)自体に放射線源22が設けられ、回転機構制御部23からの制御信号により回転駆動部(図示せず)が回転して放射線源22を一周にわたって正転または逆転するようになっている。図中、24は放射線発生点の軌跡24の外側に位置してフレーム21に多数の検出素子a,b,…を同心リング状に配列した複数の放射線検出器

25～28が放射線ビーム29の入射方向に対して多段構成となるように設けられている。各放射線検出器25～28の検出素子a，b，…は例えば従来例第9図で示すように基板上にシンチレータとフォトダイオードアレイとを組合せて構成され、その寸法は例えば幅が1㎜、長さが2㎜のものが使用される。前記フレーム21のほぼ中央部には開口部30が形成され、開口部30内に進退移動可能に床上に設置されたテーブル31が被検体32を載置せしめて設定されるようになっている。

さらに、各放射線検出器25～28の出力側には各検出器25，26，27，28ごとのデータ収集部（図示せず）が設けられ、ここで各検出器の検出素子a，b…ごとのアナログデータをデイジタル化してコンピュータなどにより構成されている断層像作成装置33に送出される。なお、各データ収集部は例えば各検出器25～28の下部または必要な個所に設置されるものとし、また断層像作成装置33は前処理手段、画像再構成処理手段および中央演算処理制御ユニット、画像メモリなどで構成されている。34は放射線制御部、35はCRTディスプレイ装置である。

従って、以上のような装置においては、データ収集走査時、断層像作成装置33からの指令に基づいて回転機構制御部23から回転駆動部を介して放射線源22が所定の回転速度をもって連続的または間欠的に回転され、同じく装置33の指令の下に放射線制御部34より駆動信号を受けて放射線源22からファン状放射線ビーム29が被検体32に間欠的に照射される。この放射線ビーム29の照射は放射線源22が所定角度回転することに行なわれ、かつ一回転の間繰返し行なわれるものである。

このようにして照射された放射線ビーム29は被検体32を通って出力され、各放射線検出器25～28の各検出素子a，b，…によって検出され、各検出素子a，b…ごとに各データ収集部によりデータ収集されて断層像作成装置33に送られる。この断層像作成装置33では、各検出素子a，b…に対応するデータ収集部からのデータを選択的に結合し、多数の放射線通路についてデータを得るものである。

次に、第2図を参照して各検出素子a，b…の出力の結合について述べる。先ず、1つの放射線通路291の放射線強度Iについて式をもって表わすと、

$$I = \sum_{ij} A_{ij} I_{ij}$$

となる。上式においてI_{ij}はi列、j番目の検出素子の出力を意味し、A_{ij}は当該検出素子の幾何学的係数を示す。また、$\sum_{ij}$は放射線通路291に位置する各検出素子例えばI_{11}，I_{12}，I_{22}～I_{24}，I_{33}～I_{38}，I_{44}～I_{46}の放射線強度を選択して結合することにより総放射線強度を得ることを示している。幾何学的係数A_{ij}は、放射線源位置、放射線通路位置、放射線エネルギー分布、各検出器25～28の放射線エネルギー変換効率等によって定まるものである。即ち、放射線源22の回転走査時、エンコーダなどによって回転角度が検出され、これが回転機構制御部23を経て断層像作成装置33で把握されているので、放射線源位置は逐次知ることができる。しかも、この放射線源位置が分りかつ放射線ビーム29のファン角度が予め知っているので、放射線通路位置およびその位置に属する各検出器25～28の検出素子を知ることができる。つまり、放射線位置に応じて予め選択すべき各検出素子を特定できる。さらに、放射線通路位置が判かれば、選択すべき各検出素子ごとに放射線ビームを全体として受けるか或いは一部として受ける場合には放射線通路の傾きなどから各検出素子の寄与率が判るので、予めA_{ij}を定めることができる。

従って、本装置は、以上のようにして各放射線通路291，…ごとに各検出素子の出力を結合させて放射線強度データを得、これらのデータを集めて放射線の空間強度分布を求めることができる。そして、この空間強度分布データか

ら画像再構成処理手段を用いて被検体32の断面像を作成することができる。

従って、以上のような構成によれば、放射線ビームの入射方向に対して複数のリング状検出器25～28を多段構成をもって配列したので、各検出素子a，b…の寸法は低エネルギー放射線ビームの場合と同等のものでよく、機械的強度および寸法精度に対してそれほど厳密さを要求されない。また、各段の検出器25～26により個別に放射線を受けるので、高エネルギー放射線を高効率で捕捉でき、被検体32からの放射線透過データを精度よく検出することができる。特に、本装置においては、放射線発生点が移動しても同一の精度で検出することができる。

次に、第3図は本発明装置の第2の実施例を示す図である。この装置は、第3世代のCTスキャナに適用したもので、具体的には固定フレーム41の内側に回転可能に回転フレーム42が設けられ、この回転フレーム42に放射線源22のほかに、この放射線源22から照射される放射線ビーム29の入射方向に対して複数の直線状放射線検出器43～47が多段構成をもって配列されたものである。

従って、以上のような構成の装置は、放射線源22と複数の直線状放射線検出器43～47が被検体32の回りを一体的に回転しながら、放射線源22からファン状放射線ビーム29が被検体32へ間欠的に照射される。そして、このとき、被検体32を透過して出力される放射線透過データは各放射線検出器43～47の各検出素子により検出され、かつデータ収集部により各検出素子ごとの検出データが収集されて断面像作成装置33に送出される。ここでは、第1図および第2図で説明したと同様の手段によって被検体32の断面像が作成される。

次に、第4図は本発明装置の第3の実施例を示す図であって、これは平面状をなす二次元放射線検出器51～54を多段構成をもって配列するとともに、各段の二次元放射線検出器51～54の下部にデータ収集部55を設けたものである。なお、この各放射線検出器51～55は、遮光材56Aで複数の区分に仕切られ、かつ各区分内には二次元シンチレータアレイ56Bと二次元光検出素子56Cとが近接して結合された構成である。この構成のものは、放射線源22を一回転させてデータを収集することにより、被検体32の高さ方向における複数の断面像を作成することができる。

なお、第3世代および第4世代のCTスキャナについての適用例について述べたが、他の走査方式例えば第2世代のものにも同様に適用できる。さらに、CTスキャナ以外の検査装置についても適用できることは言うまでもない。

〔発明の効果〕

以上詳記したように本発明によれば、高エネルギー放射線を用いた場合でも放射線の捕捉効率を高め得、被検体からの放射線透過データを高精度に検出できる放射線検出装置を提供できる。

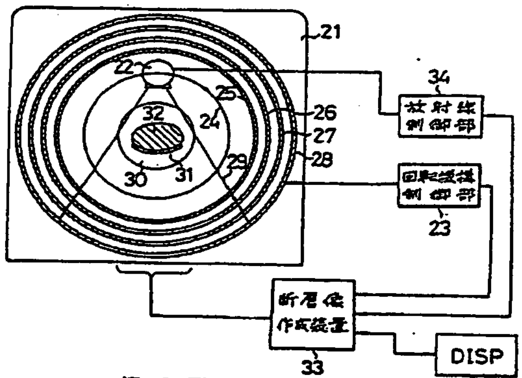
4.図面の簡単な説明

第1図および第2図は第4世代CTスキャナに適用した本発明装置の第1の実施例を説明するための図であって、第1図は正面図、第2図は放射線通路と各段放射線検出器の各検出素子との関係を示す図、第3図は第3世代CTスキャナに適用した本発明装置の第2の実施例を示す正面図、第4図は平面状二次元放射線検出器を用いた本発明装置の第3の実施例を説明する概略斜視図、第5図は第4図に示す放射線検出器の具体的構成図、第6図ないし第8図はそれぞれ従来装置を説明する構成図、第9図および第10図は従来装置の不具合を説明するための図である。

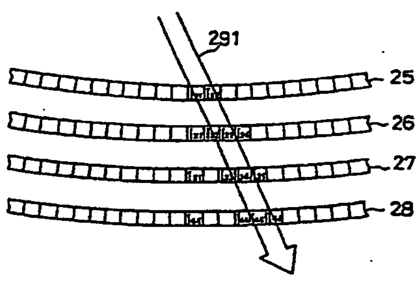
21…フレーム、22…放射線源、25～28，43～47，51～54…放射線検出器、32…被検体、41…固定フレーム、42…回転フレーム、56A…遮光材、56B…シンチレータアレイ、56C…光検出素子アレイ。

出願人代理人 弁理士 鈴江武彦

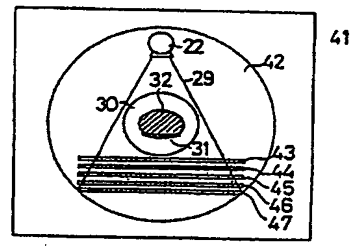
第 1 図



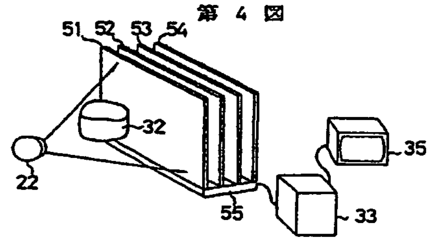
第 2 図



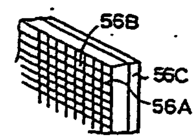
第 3 図



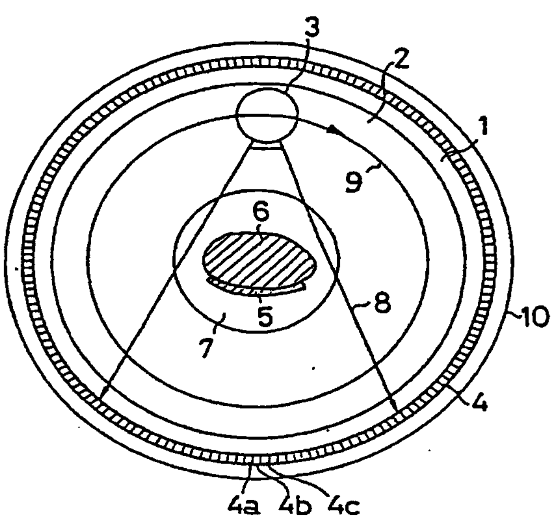
第 4 図



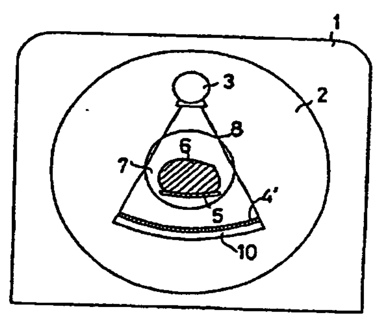
第 5 図



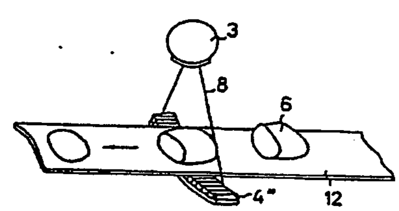
第 6 図



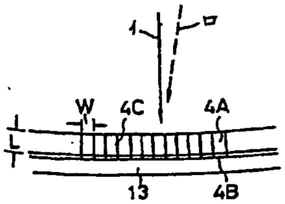
第 7 図



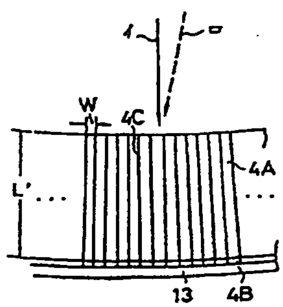
第 8 図



第9図



第10図



手続補正書

昭和60.1.17日

特許庁長官 志賀 学 殿

1. 事件の表示
特願昭59－173732号

2. 発明の名称
放射線検出装置

3. 補正をする者
事件との関係 特許出願人
（307） 株式会社 東芝

4. 代理人
住所 東京都港区虎ノ門1丁目26番5号 第17森ビル
〒105 電話03（502）3181（大代表）
氏名 （5847） 弁理士 鈴江武彦

5. 自発補正

6. 補正の対象
明細書

60.1.17
出願課

7. 補正の内容

(1) 明細書第3頁第20行目ないし第4頁第3行目の「これは第7図…コンベアである。」とあるを「これはいわゆるラインセンサー透視装置であり、円弧状放射線検出器4''と放射線源3は固定されその間を被検体6がベルトコンベア12で並進移動することで走査が行なわれる。」と訂正する。

(2) 明細書第13頁第2行目の「51～55」とあるを「51～54」と訂正する。

(3) 明細書第13頁第6行目ないし同頁第9行目の「放射線源22…作成することができる」とあるを「高エネルギー放射線を用いた被検体の透過像を得る装置（いわゆる放射線テレビ）である」と訂正する。

Japanese Patent Laid-open No. 61-51585

SPECIFICATION

1. Title of the Invention

RADIATION DETECTION APPARATUS

2. What is Claimed is:

(1) A radiation detection apparatus comprising:

a plurality of radiation detectors arrayed with a multi-stage configuration with respect to a track of the radiation beam output from a radiation source; and

means that selectively acquires and combines outputs of detection elements of said multi-stage radiation detectors each positioned on a radiation passageway formed by splitting the radiation beam, and thus derives a spatial intensity distribution of the radiation;

wherein radiation transmission data is acquired of the inspection object that is disposed between said radiation source and said multi-stage radiation detectors.

(2) The radiation detection apparatus according to claim (1), wherein said radiation detector of each stage is either a ring-like, linear, or planar array of plural detection elements.

3. Detailed Description of the Invention

[Technical Field of the Invention]

The present invention relates to an improved radiation detection apparatus used for CT scanners and the like.

[Technical Background of the Invention, and Problems associated with Conventional Technologies]

CT scanners of this type are commonly used as the medical diagnostic apparatus that acquires tomographic images of the human body, and in this field, appropriate one of various types of radiation detection apparatus is used according to a particular scanning scheme.

Fig. 6 shows one type of radiation detection apparatus used for a conventional CT scanner of the so-called fourth generation. This apparatus includes a fixed frame 1, a ring-shaped rotary frame 2 rotatably supported internally to the fixed frame 1, a radiation source 3 fixedly installed on the rotary frame 2, and a radiation detector 4 having a number of radiation detection elements 4a, 4b, etc. arranged in a row on the entire fixed frame 1. The apparatus also has a forward/backward movable table 5 at the front side of a CT scanner. An inspection object 6 is mounted on the table 5, which is then inserted into a required position of a bore 7 provided centrally in the rotary frame 2.

The inspection object 6, after being set in the above manner, is intermittently irradiated with a fan-like radiation beam 8 while the radiation source 3 is being rotated by the rotation of the rotary frame 2. The radiation transmission beams passing through the inspection object 6 at this time are detected by the detection elements 4a, 4b, etc., and the data obtained therefrom undergoes image processing with well-known image-reconstruction processing means to create tomographic images of the inspection object 6. Reference numbers 9 and 10 in the figure denote a trajectory of radiation-generating points and a data acquisition unit, respectively.

Fig. 7 is a front view showing the radiation detection apparatus used for a CT scanner of the so-called third generation. This apparatus having a rotary frame 2 on which a radiation source 3 and an arc-shaped radiation detector 4' are arranged facing each other is adapted to collect data with a data acquisition unit 10 by rotating the radiation source 3 and radiation detector 4' through the rotation of the rotary frame 2.

Fig. 8 shows a radiation detection apparatus that inspects an industrial product, an industrial product material, or the like, as an inspection object 6. This apparatus, although the same as the apparatus of Fig. 7 in terms of scanning scheme, uses a one-dimensional detection

element array as an arc-shaped radiation detector 4''. Reference number 12 denotes a belt conveyor.

In the above three types of apparatus, as shown in Fig. 9, the scintillator 4A irradiating a 120-keV low-energy radiation beam 8 from the radiation source 3 and forming part of the radiation detector 4, 4', or 4'', usually has small dimensions of about 1 mm in width W and about 2 mm in length L. These dimensions allow for the effects on the human body. For a low-energy radiation, in particular, the acquisition ratio of radiation beams 8 can be sufficiently enhanced, even with the above scintillator 4A of small dimensions. In Fig. 9, 4B is a photodiode, 4C is an optical shielding material, and 13 is a circuit board.

For inspection of industrial products, however, such apparatus, unlike an apparatus for medical use, commonly uses a radiation beam 8 having a high energy of 420 keV, for example. In this case, a long-size scintillator whose length L' is about 25 mm is used to maintain the acquisition ratio of radiation beams 8, as shown in Fig. 10.

When a radiation beam is emitted at right angles as denoted by solid line (a) in Fig. 9 or 10, this incident angle does not pose problems. The width W and length L of the scintillator 4A shown in Fig. 9 are much the same. Emission of a radiation beam from an oblique direction as denoted by broken line (b) in either figure, therefore,

does not present too big problems and radiation source position errors do not affect data accuracy too significantly, either. However, if the scintillator 4A is long as shown in Fig. 10, not only the insufficiency in the mechanical strength of the scintillator, but also the occurrence of even a slight radiation source position error causes the deterioration of resolution and the nonuniformity of energy characteristics. In addition, the manufacture of the detector 4, 4', or 4'' requires higher accuracy and this, in turn, makes a high-energy radiation more significantly difficult to obtain.

[Object of the Invention]

The present invention has been made with the above in view, and an object of the invention is to provide a radiation detection apparatus which, even when a high-energy radiation is used, does not require too high manufacturing dimensional accuracy or mechanical strength of radiation detectors and can detect high-energy radiation data accurately.

[Summary of the Invention]

The present invention is a radiation detection apparatus capable of obtaining high-energy radiation data by arranging one-dimensional or two-dimensional radiation detectors in a multi-layered fashion with respect to an incident path of a radiation beam, combining detection

outputs of each of the multi-stage radiation detectors, and calculating a spatial intensity distribution of the radiation.

[Embodiments of the Invention]

Embodiments of the present invention will be described below. Figs. 1 and 2 are diagrams showing a first embodiment of a radiation detection apparatus according to the present invention. This apparatus is equipped with a radiation source 22 rotatably provided on a frame 21 or with a rotary frame (not shown) that includes the radiation source 22 in itself. The apparatus is constructed so that the radiation source 22 can be rotated forward or backward through a full turn by rotating a rotation-driving unit (not shown) using a control signal from a rotation mechanism control unit 23. Reference number 24 in Fig. 1 denotes a trajectory of radiation-generating points. Plural radiation detectors 25-28, each consisting of a number of radiation detection elements "a", "b", etc. positioned externally to the trajectory 24 and arrayed in a concentric ring-like form, are provided to take a multi-stage configuration with respect to an incident direction of a radiation beam 29. The detection elements "a", "b", etc. of each of the radiation detectors 25-28 are each constituted by combining a scintillator and a photodiode array on a substrate as shown in, for example,

Fig. 9 of the prior art. Each detection element used is 1 mm wide and 2 mm long. The foregoing frame 21 is formed with a bore 30 almost in its central portion, and an acquisition object 32 is mounted on a table 31 installed on a floor so as to be movable forward and backward, and the inspection object 32 is set in the bore 30.

Additionally, a data acquisition unit (not shown) for each of the detectors 25, 26, 27, 28 is provided at an output end of each detector. Analog data for each of the detection elements "a", "b", etc. of each detector is digitized in the data acquisition unit and then sent to a tomographic image generator 33 constituted by a computer and other elements. The present embodiment assumes that each data acquisition unit is installed at a lower section of each of the detectors 25-28 or in a necessary place. Also, the tomographic image generator 33 includes a pre-processing element, an image reconstruction processing element, a central arithmetic processing and control unit, an image memory, and other elements. Reference numbers 34 and 35 denote a radiation control unit and a CRT display unit, respectively.

In the apparatus as described above, therefore, during data acquisition scanning, the radiation source 22 is continuously or intermittently rotated at a required rotating speed via the rotation-driving unit under control

of the rotation mechanism control unit 23, based on a command from the tomographic image generator 33. Similarly, a fan-like radiation beam 29 is intermittently irradiated from the radiation source 22 onto the inspection object 32 after receipt of a driving signal from the radiation control unit 34 under a command from the generator 33. The irradiation of the radiation beam 29 is repeated with each rotation of the radiation source 22 through a required angle and until the radiation source has rotated through a full turn.

The radiation beams 29 that have thus been irradiated are output through the inspection object 32 and then detected by the detection elements "a", "b", etc. of the radiation detectors 25-28. Next, data is acquired for each of the detection elements "a", "b", etc. by each data acquisition unit, from which the data is then sent to the tomographic image generator 33.

The tomographic image generator 33 selectively combines the data sent from the data acquisition units associated with the detection elements "a", "b", etc., and thus acquires data for a large number of radiation passageways.

The combination of outputs from the detection elements "a", "b", etc. will be next described referring to Fig. 2. First, radiation intensity I of one radiation

passageway 291 can be represented using the following formula:

$$I = {}_{i}\square_{j}\ Aij\ Iij$$

In the above formula, "Iij" means an output of the "i" th-row, "i" th detection element, and "A_{ij}" denotes a geometrical coefficient of the particular detection element. Also, " ${}_{i}\square_{j}$ " denotes the overall radiation intensity obtained by selectively combining radiation intensity levels of the detection elements (e.g., I_{11}, I_{12}, I_{22}-I_{24}, I_{33}-I_{35}, I_{44}-I_{46}) positioned on the radiation passageway 291. The geometrical coefficient "A_{ij}" is determined by factors such as a position of the radiation source, a position of the radiation passageway, a radiation energy distribution, and radiation energy conversion efficiency of the detectors 25-28. That is to say, during rotation scanning of the radiation source 22, a rotational angle is detected by an encoder or the like and then recognized by the tomographic image generator 33 via the rotation mechanism control unit 23. The position of the radiation source can therefore be sequentially detected. In addition, since the radiation source position is thus detected and since a fanning angle of the radiation beam 29 is known beforehand, it is possible to detect the radiation passageway position and

the detection elements of the detectors 25-28 belonging to that position. In other words, it is possible to identify each detection element to be selected beforehand according to a particular position of the radiation. Furthermore, since the radiation passageway position can be detected, it is possible to understand a contribution ratio of each detection element to be selected, from an inclination and other factors of the radiation passageway when the radiation beam is received, in its entirety or in part, for each detection element. Thus, "Aij" can be determined.

The apparatus can therefore obtain radiation intensity data by combining, in the above way, the outputs of each detection element for each of the radiation passageways beginning with reference number 291, and then calculate the spatial intensity distribution of the radiation by collecting the intensity data. After this, tomographic images of the inspection object 32 can be created from the spatial intensity distribution data by using the image reconstruction processing element.

According to the above configuration, therefore, since the plurality of ring-like detectors 25-28 are arrayed with a multi-stage configuration with respect to the incident direction of the radiation beam, the detection elements "a", "b", etc. can be dimensionally equal to those applied to a low-energy radiation beam. This means that

neither mechanical strength nor dimensional accuracy needs to be too stringent. In addition, since an independent radiation beam is received from each of the detectors 25-28 located at various stages, it is possible to acquire high-energy radiations at high efficiency and to accurately detect the radiation transmission data going out from the inspection object 32. Specifically in this apparatus, detection with the same accuracy is possible, even if the radiation-generating points move.

Next, Fig. 3 is a diagram showing a second embodiment of a radiation detection apparatus according to the present invention. This apparatus is one applied to a CT scanner of the third generation. More specifically, a rotary frame 42 is rotatably provided internally to a fixed frame 41, and on the rotary frame 42, plural linear radiation detectors 43-47 are arrayed, in addition to a radiation source 22, with a multi-stage configuration with an incident direction of a radiation beam 29 irradiated from the radiation source 22.

The apparatus of the above configuration is therefore adapted to irradiate a fan-like radiation beam 29 intermittently from the radiation source 22 onto an object 32 to be inspected, while rotating the radiation source 22 and the plural linear radiation detectors 43-47 integrally around the inspection object 32. The radiation

transmission data output through the inspection object 32 at this time is detected by each detection element of the radiation detectors 43-47, and detected data for each detection element is acquired by a data acquisition unit and then sent to a tomographic image generator 33. In the present embodiment, tomographic images of the inspection object 32 are created via the same elements as those described in Figs. 1 and 2.

Next, Fig. 4 is a diagram showing a third embodiment of a radiation detection apparatus according to the present invention. This apparatus has a multi-stage configured array of planar two-dimensional radiation detectors 51-54, and a data acquisition unit 55 at a lower section of the two-dimensional radiation detectors 51-54 located at each stage. Each of the radiation detectors 51-54 is constructed so that the detector is partitioned into plural segments by an optical shielding material 56A. Such partitioning allows a two-dimensional scintillator array 56B and a two-dimensional optical detection element 56C to be coupled in proximity to each other in each segment. In this configuration, a plurality of tomographic images of the inspection object 32 in a direction of its height can be generated by rotating the radiation source 22 through a full turn and acquired data.

While applications of the present invention in the

third and fourth generations of CT scanners have been described, the invention can also be similarly applied to CT scanners of other scanning schemes, for example, the second generation of CT scanners. Additionally, it goes without saying that the invention can be applied to inspection apparatus other than CT scanners.

[Effects of the Invention]

As detailed above, according to the present invention, it is possible to provide a radiation detection apparatus which, even when a high-energy radiation is used, is capable of enhancing radiation detection efficiency and detecting accurately the radiation transmission data obtained from the object being inspected.

4. Brief Description of the Drawings

Figs. 1 and 2 are diagrams explaining a first embodiment of a radiation detection apparatus applied to a CT scanner of the fourth generation according to the present invention. Fig. 1 is a front view of the apparatus, and Fig. 2 is a diagram showing the relationship between a radiation passageway and the detection elements of the radiation detectors provided at various stages. Fig. 3 is a front view showing a second embodiment of a radiation detection apparatus applied to a CT scanner of the third generation according to the present invention. Fig. 4 is a

perspective view schematically explaining a third embodiment of the radiation detection apparatus of the present invention that uses planar two-dimensional radiation detectors. Fig. 5 is a more specific configuration diagram of the radiation detectors shown in Fig. 4. Figs. 6 to 8 are configuration diagrams that explain different conventional types of apparatus, and Figs. 9 and 10 are diagrams that explain problems associated with the above conventional types of apparatus.

21 ... Frame

22 ... Radiation source

25-28, 43-47, 51-54 ... Radiation detectors

32 ... Inspection object

41 ... Fixed frame

42 ... Rotary frame

56A ... Optical shielding material

56B ... Scintillator array

56C ... Optical detection element array

Drawings

Fig. 1

34 ... Radiation control unit

23 ... Rotation mechanism control unit

33 ... Tomographic image generator

Written Amendment

To Mr. Manabu SHIGA, Commissioner, Patent Office

1. Designation of the Case:

   Application No. 59-173732

2. Title of the invention:

   RADIATION DETECTION APPARATUS

3. Person who makes Amendment:

   Relationship to the Case: Applicant

   Toshiba Corporation

4. Agent:

   No. 17 Mori Bldg., 26-5, Toranomon 1-chome, Minato-ku, Tokyo

   Name: Takehiko SUZUE, Patent Attorney

5. Voluntary Amendment

6. Content to be corrected:

   Specification

7. Description of the Amendment:

(1) The paragraph "This is a conveyor ... Fig. 7." from page 3/line 24 of the Specification to page 4/line 2 thereof is corrected to "This is the so-called line sensor fluoroscopic apparatus, wherein the arc-shaped radiation detector 4'' and the radiation source 3 are fixed and scanning is conducted by translating the inspection object

6 between both by means of the belt conveyor 12."

(2) The section "51-55" on page 12/line 16 of the Specification is corrected to "51-54."

(3) The paragraph "possible to create ... the radiation source 22" on page 12/lines 22-25 of the Specification is corrected to "an apparatus (so-called radiation television) that uses a high-energy radiation to obtain transmission images of an inspection object."